

# METHOD AND APPARATUS FOR DETERMINATION OF THREE-DIMENSIONAL FORM AND DISPLAY OF CAVITY

**Patent number:** JP63023656  
**Publication date:** 1988-01-30  
**Inventor:** MARUKO BURANDESUTEIINI; UERUNAA MERUMAN  
**Applicant:** MARUKO BURANDESUTEIINI;; MOERMANN WERNER  
**Classification:**  
- **International:** A61B1/24; A61B5/10; A61C19/04  
- **European:** A61C13/00C1  
**Application number:** JP19870158771 19870624  
**Priority number(s):** CH19860002512 19860624

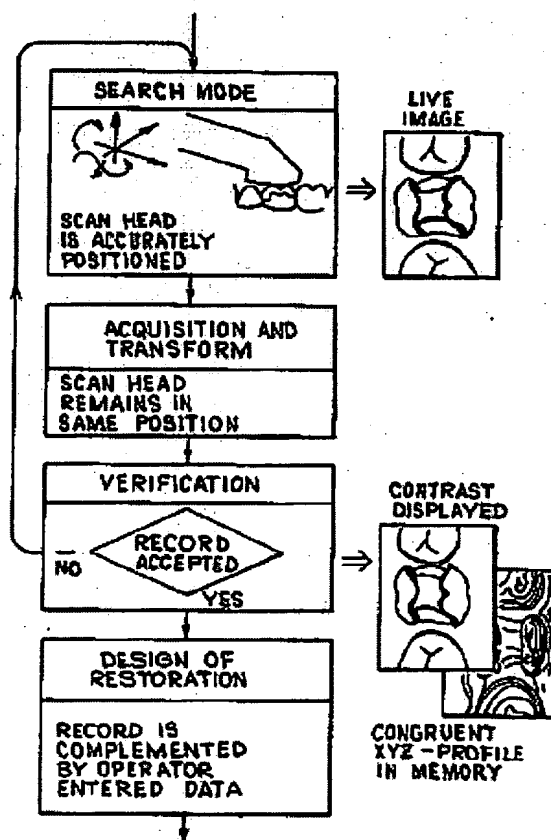
Also published as:

EP0250993 (A)  
US4837732 (A)  
EP0250993 (A)  
CH672722 (A5)  
EP0250993 (B)

Report a data error he

Abstract not available for JP63023656  
Abstract of corresponding document: **US4837732**

The method provides a means for a dentist to record the shape in situ of teeth prepared for repair. During a search mode, a high resolution grey scale image is presented on a monitor. The scan head is positioned over the prepared cavity, using this visual feedback. A trigger initiates actual 3D data acquisition, which is accomplished in a fraction of a second using an active triangulation principle. The result is stored in congruent memory banks in the form of a 3D profile and a pseudoplastic grey scale image representing the back-scattered contrast. The pseudoplastic contrast image is displayed instantaneously on the monitor. The point to point relationship between the pseudoplastic grey scale image and the 3D profile allows use of the grey scale display as a drawing plane for operator data verification and editing. The contour lines defining the desired restorative implant appear as an overlay to the grey scale image, while the actual positional values of points on the contour lines are stored in and retrieved from the 3D profile. The contrast-derived pseudoplastic image not only provides higher intelligibility for the operator; but data processing algorithms can also make use for each image point of both sets of data, that is the 3D profile and the contrast image.



Data supplied from the [esp@cenet](mailto:esp@cenet) database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-23656

⑬ Int. Cl.<sup>4</sup>

A 61 C 19/04  
A 61 B 1/24  
5/10

識別記号

庁内整理番号

6859-4C  
7305-4C  
A-7916-4C

⑭ 公開 昭和63年(1988)1月30日

審査請求 未請求 発明の数 2 (全16頁)

⑮ 発明の名称 窩洞の三次元的形態の決定とディスプレイのための方法と装置

⑯ 特 願 昭62-158771

⑰ 出 願 昭62(1987)6月24日

⑱ 発 明 者	マルコ ブランデステ	スイス国, 8702	ゾリコン, ガルテンシュトラーセ 10番地
	イーニ		
⑲ 発 明 者	ウエルナー メルマン	スイス国, 8053	チューリツヒ, ツヴァイアツカーシュトラーセ 57番地
⑳ 出 願 人	マルコ ブランデステ	スイス国, 8702	ゾリコン, ガルテンシュトラーセ 10番地
	イーニ		
\( 出 願 人	ウエルナー メルマン	スイス国, 8053	チューリツヒ, ツヴァイアツカーシュトラーセ 57番地
\( 代 理 人	弁理士 小橋 信淳	外1名	

明 細 書

1. 発明の名称

窩洞の三次元的形態の決定とディスプレイのための方法と装置

2. 特許請求の範囲

(1) 任意の嵌入修復物の作製に役立つ三次元的データの獲得のためのカメラを用いて、歯牙または窩洞ならびに直接間接部位を三次元的に撮影し、かつディスプレイする工程において、該カメラの好適な撮影位置を設定するために、ビデオモニタリング画像を生成させることと、また該モニタリング画像に対応する部位に、一定の解放指令信号を介して静止画像を生成させ、その場合、それぞれの画像点について該静止画像に対応するコントラストおよび被写体深度一値データを決定し、かつ後の画像処理のために記憶させることを特徴とする三次元的撮影ならびにディスプレイのための方法。

(2) 窩洞の偽形成的なディスプレイイメージを発生せしめるために、前記の各画像点に関するコン

トラスト値データを静止画像としてイメージ構成することを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の方法。

(3) 前記の撮影を、その好適な撮影位置を選定し、記憶済みの各画像データを介して三次元的に位置調整するために、該ビデオモニタリング画像面に、該カメラの付設マーキング線がスーパーインポーズされることを特徴とする前記各特許請求の範囲のいずれか1項に記載の方法。

(4) 前記の静止画像を、電子的プロットイング手段を用い、該嵌入修復物形態の形成のためのプロットイング面として利用し、この場合、該修復物の形態が、該静止画像の各画像点を、対応する各深度値と照合することにより、三次元的形態データとして得られることを特徴とする前記各特許請求の範囲のいずれか1項に記載の方法。

(5) 前記の深度値は、後続の処理工程時に、それぞれに付随するコントラスト値データによって評価(ウェイトイング)されることを特徴とする前記各特許請求の範囲のいずれか1項に記載の方法。

特開昭63-23656(2)

## 3. 発明の詳細な説明

この発明は、齲歯の窩洞および該窩洞の直接隣接部位を、嵌合修復物の作製に役立つ如き三次元（立体）データの取得用カメラを使用して三次元的に撮影し、かつディスプレイするための方法と、その方法を実施するための装置とに関するものである。

この方法は、下記の如き状況の下で適用されるものである。

歯科医は、齲歯について、インレー類（インレー、アンレー）充填あるいは歯冠の適用により該歯牙の形態や機能を修復し得るように窩洞形成を行う。該齲患歯に適応する窩洞形成処置を実施した時点で、該齲歯の隣接周辺部位をも含めた該窩洞の精確な三次元的（立体的）計測という問題が生じることになる。

この計測の完了後、モニタスクリーン面の撮影画像を、数値制御（NC）形研削機を用いて最終的に所望の再構成物が仕上げ作製されるように、補正するものである。

- 3 -

説述されており、また同時に、この形種の装置の原型（レーザーホログラフ・ステレオコンパレータ）を使用）が、ブルック空軍医学校（Brooks Air Force School of Medicine）において試験された事実についても説明されている。

実用上これと同様の方法は、二、三年後に、欧州のエク・デュレー博士（Dr. F. Duret）等により、特許出願された（EP第0040165号）。この出願者等は、エレクトロニクスおよびデータ処理技術分野での技術水準の進歩に対応し、古典的なフィルムホログラムの他に、電子画像センサを使用する直接干渉検出法と、さらに、歯科形態学に関する“アプリアリ”な知識に基づいた高度に自動化された形態修復法とを付加利用した。

より早期の他の歯牙再構成（修復）法については、W.E. スインソン（W.E. Swinson）の米国特許第3861044号中に記載されている。この特許の場合、常用形のカメラを利用する窩洞形状の三次元的撮影計測法が説明されているが、この方式は、多くの不明確な点があり、表示法としては、

- 5 -

ここ何年間の間に、かなりの数のこの種の方法が公開されている。それらの主要な部分について、以下に簡単に説明しよう。

まず第1に、アルトシュラー氏（B. Altschuler）による1971年11月の報文中に記載された窩洞の計測と補正についてのアイデアに関して説述する。即ち、その報題“歯科用レーザーホログラフィ序論”【USAF report SAM-TR-73-4AD-758191（1973年3月）】第10頁には、レーザーホログラフィを用いて取得した歯牙のデータにより、研削機を制御し、金インゴット材片から適合する内側形態および外側形態をもつ歯冠（金冠）をミリング加工することが可能となるという考え方が示されている。

前記の報文に関して、この論者の他の報文が、ジャーナル・オブ・プロステティックデントリ－第38巻第4号第216～225頁、1977年8月（Journal of Prosthetic Dentistry, vol 38, No 4）記載の“歯科医におけるレーザーホログラフィ”にある。この報文では、インレーについて

- 4 -

全く実施不可能のものとすることができる。

E.D. レコウ（E.D. Rekow）およびA.G. エルドマン（A.G. Erdman）による論文“歯科修復物の計算機援用自動作製”－ゲボスにおける欧州生物工学会第4回年会報文、第117頁以下、スイス国立研究所（Proceedings of the 4th Meeting of the Europe. Soc. of Biomechanics, Davos, Swiss Research Institute, P. 117ff）には、“光学的印象写真”取得のための他の方法、とくに、一般に、地形図写真測定法に利用されるような立体画像対の立体容積測定－解析法が表示されている。その場合、歯科医は、ステレオカメラを用いて当該窩洞部を撮影し、ついで、該撮影フィルムあるいはインスタント撮影画像を、テスト・センターに送付する。該センターでは、該製作機具の制御が必要とされる解析評価が行われる。

さらに、P. ハイトリンガー博士による西ドイツ公開公報・特許DE第2936847A1、号中にも、他の方法が説明されている。この方法の場合、歯科技工学的作業模型を介して該支台を立体的光学

- 6 -

特開昭63-23656(3)

的に計測し、計算機（コンピュータ）を用いて、該立体計測記録データを解析し、かつ公知の方式でデータ処理するものである。

最後に、本出願人の公開特許明細書、即ち、欧州特許第054785号と、その対応米国特許第4575805号について言及しよう。この各特許に記載した方法、即ち、パターンモデルの投影像と三角法計測による窩洞の解析法と、該画像スクリーン面での歯科医による該記録データの相互補正方式とは、数値制御形研削機器を利用する歯牙再構成（修復）加工に対して、最良かつ最も早い基礎データを提供することができる。

引用した各公開特許から、下記の如き作業工程を要約することができる。

1. 当該歯科医は、該患者の口腔内で、該窩洞の三次元的計測を直接的に実施する。

2. 該窩洞に関する被記録形態データを、2種の形式、即ち、輝度コード化プロフィールあるいは、透視図形式の2通りに表示することができる。かかるディスプレイにより、その記録データをコン

- 7 -

方式を利用する。

その計測（測定）結果が適正に呈示された場合、所望の嵌入修復物の形態を決定し得るように、上述の観点に従ってその補正形成を実施する。

この点に関しては、これまで、該窩洞—記録画像の適正なディスプレイの可能性は、全くなかった。とくに、概略的な三次元ディスプレイ画像は、窩洞形成過程で歯科医が視認する映像から大幅に相違するため、不適当なものとなる。

かくして、当初に述べた形種の方法を、実験室レベルの条件下のみでなく実地治療上も利用可能であり、かつとくに、前述の諸欠点をもつことのないように改良すべきであるという目的が、呈示される。

この発明による方法は、該カメラの好適な撮影位置（設定位置）を決定するために、偽形成的な（Pseudoplastic）ビデオモニタリング画像を発生させることと、また、該モニタリング画像に対応する部位に、一定のリリース（解放）指令信号により、静止画像を生成させ、その場合、該静止

- 9 -

ットロールし、また同時に、新たな入力データとすることができる。

3. この窩洞の三次元的表示に基づき、手動的あるいは自動的な形態再構成を実施し、それにより、研削機器を用いて所望の嵌入修復物を全材体から研削作製することが可能となる。

この場合、従来未解決とされてきた次の如き問題、即ち、かかる工程の実用的な実施—工程時間および工程コストの削減を阻害しないような実施という問題が呈示されている。このような三次元的計測（立体定査）は、一定の条件、とくに、該窩洞にカメラを正しく整合し得るという条件の下でのみ、実施し得るものである。

かかる条件の厳守という制約は、公知の方式、即ち、該データの記録と評価の後に検証する方法の場合、不利である。この事実、待ち時間の長期化をもたらすか、あるいは、治療回数が増大する必要となり得る。当該歯科医は、故に、該窩洞の立体的計測に際し、基本的にはこのプロセス実施を困難にするような非直接的“フィードバック”

- 8 -

画像に対応するコントラストおよび深度（被写体深度）—値データを各イメージポイントについて決定し、かつ後の画像処理段のために記憶させることを特徴とするものである。

上記の特徴は、当該歯科医が、口腔内の齶歯窩洞の形態を、ただ1回の撮像によって、三次元的（立体的）に把握し、かつディスプレイすることを可能にする。

モニター面に無障害（擾乱の無い）のビデオイメージをディスプレイし得る状態のサーチモード（定査段）で、該口腔撮影カメラを位置決めする。この場合、直ちに基準パターンの前面投影および三角測量法によって、その空間的（三次元的）な計測を実施し得ることになる。

上記の三次元的画像イメージの即時的な測定に加えて、該モニター画面に同時にディスプレイし得る偽形成—コントラスト画像についても測定できる。

該コントラスト画像／深度値データの照合により、該コントラスト画像に基づく手動的な形状補

- 10 -

特開昭63-23656(4)

正が可能とされ、かくして、記憶済みの深度データによって、計算機内にその三次元形態データをセットすることができる。

この計算機用画像処理段においては、該深度データを該コントラストデータによって評価するために、そのコントラスト情報を使用することが可能である。

かくして、次の2つの基本的観点に関して、当初に述べた方法を改良すべきであるという結論に達する。

即ち、

1. その三次元撮像が、適正な設置位置で行われて、該窩洞の重要部位の全てが記録されるように保証するために、該三次元的計測に先立って、最高の品質のモニター画像を、いわゆる調整セット手段として、当該歯科医が自在に使用できるようにする。

このような改良により、三次元的(立体的)計測システムを用いるこの作業は、きわめて容易なものとなる。モニターの移動画像とその三次元的

- 11 -

ことができる。かかる付加的情報に関する配慮は、ここに開示した発明の基本的な特徴である。故に、該静止画像は、歯科医による嵌入修復物の構成時に、プロットング画面として役立つことになる。

以下、この発明の1つの実施例を、添付の図面を用いて、さらに詳細に説明しよう。

この発明の個々の点について詳述するに先立って、まず、その撮像走査および計測(記録)工程を、第1図を用いて、概観的に説明することにする。

第1に、該装置系(システム)は、その計測記録工程に先行する走査段階(サーチモード、サーチフェーズ)の間、基本的に在来形のビデオシステムと類似の作動を行う。撮像フレーム内に示されるような歯牙部位が、撮像焦点レンズおよびセンサによって撮像され、かつ50Hzの画像周波数でディスプレイされ、これにより、標準ビデオ画像が得られることになる。被観察歯牙は、三次元的計測のために、当然、カメラを介し、実際上、格子形基準パターンを用いて照明される。この基

- 13 -

計測は、該カメラを計測のための所定位置に保持しておくことができるように、短時間の間に逐次的に実施される。

その所定の計測工程の後、直ちに、制御情報が表示されるために、当該歯科医に対しては、必要とする“フィードバック”データが、即座に提供されることになる。

2. その三次元画像データを、視覚的にも容易に解釈し得るようにするため、該窩洞の対応する静止画像-ディスプレイを、上記のモニター画像の場合と同様に符号化(コーディング)する。

これら2回とも、二次元のスクリーン面に、輝度変調イメージが出現する。このイメージは、偽形成的なものである。この偽形成的なキャラクター・イメージは、人間の脳機能が、二次元画像(イメージ)をそのシェーディングにより三次元対象物(立体)として捉え、再現する習性に基づいて形成するものである。

上記のシェーディングは、該窩洞の形態についての付加的次元(ディメンション)情報と、見做す

- 12 -

準パターンは、該生画像面には現出してはならない。

この点に関して、その固有の撮像内容にスパークインポーズされ、かつ擾乱するパターンを除去するという第1の課題が存在する。この課題をいかにして処理し得たかという点については、第3図および第4図を用いて以下に説明する。

前記の走査段(サーチモード)は、次に実施される三次元的撮像工程のための最適条件の発見に役立つものである。その露出(照度)を適正に選定すること、即ち、該センサの動態(ダイナミック)を完全に制御することに留意すべきである。再構成物(修復物)の正確な取付けは、全ての患部が、撮影時に画像化されている場合にのみ保証される。走査段階でのカメラは、より後の嵌入修復物(インレーなど)の嵌挿軸に適合するように、位置決めされねばならない。即ち、該齶歯と該カメラとの間隔は、齶歯全体像が鮮明に示されるような距離に調節しなければならない。

これら全ての調整手順は、該歯科医が、走査段

- 14 -

特開昭63-23656(5)

階（サーチモード）において、付加的な装置を補用しカメラを固定位置に設置することなしに、患部に対し直接的に実施する一該カメラを手動的に、その撮像位置に、位置記めすべきである。

あらゆる三次元的（空間的）自由度を保ちつつ、容易に該カメラを位置調整可能とするために、該ビデオ画像面には、種々のマーク（フレーム、十字線、ミリメートル単位区画目盛など）が、フィールド・インの状態に表示される。

所定の調節位置にセットされたならば、当該歯科医は、例えば、ペダルを介してその計測工程段にリリースする。

この計測工程期間の間、該基準パターンは、種々の三次元空間位置で、該歯面表面に投影される。この場合に生成する画像は、メモリ装置に記録されることになる。この処理段の継続時間は、全体で1/5秒以下である。その後、該被記憶情報データは、変換（データ変形）されるが、このデータ変形ステップ所要時間も、1/5秒以下である。

前記の変換の結果、該メモリ装置内に新たな形

- 15 -

基本データとして前述のコントラスト画像が適用できる。このコントラスト画像は、経験の示す如く、歯科医にとって、単に深度データに基づくものの何か抽象的な表示方式よりも、はるかに良く理解し再現し得るものである。

該コントラスト画像中には、切れ目（クラック）破線や他のマーク類で特徴付けられる数線な線も包含されている。これらの基本的なマークを介在するかかる補助的ディメンションにより、当該歯科医は、例えば、歯肉の高さを定通する該窩洞の境界線—前記のレリーフ図のみによっては、視認し得ぬ境界線—を、確実固定することが可能となる。

後により詳細に説明するようなメモリ装置は、重ね合された二層のメモリバンク“A”および“B”を有するものである。このメモリは、該バンク“A”層には、表示可能なコントラスト画像が存在するように構成される。当該歯科医には視認不可能なバンク“B”層中には、それぞれの画像点について、付随する各深度値データ（Z座標）

- 17 -

のデータが存在するようになる。即ち、該窩洞のレリーフパターン（米国特許第4575805号を参照のこと）は、各商業およびコントラスト画像に対する深度データの形態となり、また、該画像は、直接的に表示し得るものとなる。

この画像は、その偽成形像の形式で、ビデオ生画像と同等化され、それにより該歯科医は、その撮像の即時コントロールが可能となる。

該コントラスト画像は、歯科医にとって、ビデオ生画像の静止画像として見える。該歯科医は、この静止画像（still image）により、その撮像が、後の該修復物構成に対して好適な基本データを形成したか否かを確認することができる。形成されない場合には、定査段（サーチモード）を新たに導入することが可能である。

その撮像が良好と見做される場合、該メモリ内に、該窩洞の立体的形状に関する全てのデータが存在することになり、かくして該嵌入修復物の構成を、遅滞なく開始することができる。

この相互作用的操作プロセスに対しては、構成

- 16 -

が、記憶されている。

該歯科医が、熟知の偽形成コントラスト画像によって、グラフ再構成入力を入手している間、バンク“B”中には、バンク“A”中への被入力境界線データと、深度データから形成される三次元の形態データが生成し、対応する嵌入修復物の自動的作製のための基準データを形成する。

バンク“A”は、この目的上、付加的に“オーバーレイ”バンク層を具備し、このバンクは、カーソルマーカ（マウス、トラックボール等々）を用いて与えられる境界線データを表示し、かつ記憶することもある。

構成段がロックされると、マーカ（マウス、トラックボールなど）によって指示される境界線を表示しまた記憶するような全てのデータが、該メモリ装置に供給される。また、構成段がシャットオフされると、該嵌入修復物の形状を規定する如きあらゆるデータが、該メモリ装置中に供与されることになる。これらのデータは、数値制御形加工機器の制御の目的に使用することができ、この

- 18 -

特開昭63-23656(6)

NC-加工機は、わずかな分という間に、材料全体から該嵌入修復物を研削するものである（EUA-0182098号を参照のこと）。

以上、この発明の工程段の概要について述べたところで、まず第1に、その口腔撮像カメラの構造と機能を、第2図を用いてさらに詳細に説明しよう。このカメラは、その外形によって当該患者の口腔内へのカメラの導入（挿入）が可能とされるようなケーシング1を具備している。

このケーシング内には、好ましくは、近赤外領域で作動する如き発光ダイオードLEDより成る光源2が取付けられる。このダイオードLEDからの光は、集光レンズ系3を通過してマスク（シールド）4を照明する。このマスクは、機械的に移動可能な古典的形式の格子シールドとしても設計し得るものである。

このカメラの場合、該マスクシールド4は、圧電素子5端に取付されており、該素子を介し、該マスクは、光源光束に対して垂直に移動することができる。しかしながら、これらの装置系は、第

- 19 -

一およびディスプレイユニットに接続する。

次に、第3a図から第3d図までの各図について、基準パターンの投影による同時コントラスト測定を伴う深度測定と、生画像（サーチイメージ）ディスプレイとの方法を説明しよう。

原則的には、この計測方法の実施に対して各種基準パターンが適合する。ここに示した実施例の場合、縞模様パターンが適用され、このパターンでは、それらの縞模様は、それぞれ、その半部分が黒色（非光透過性）で、他の半部分が白色（光透過性）の部分より形成されている。該基準パターンはきわめて定期的である。このいわゆるグリッド形周期は、時間依存形信号と類似して、次の同等に360度遷移過程に至る黒色から白色部に遷移する過程の間隔（インターバル）を決定する。

この360度周期の範囲内において、1つのステップについて論及することができる。例えば、白色から黒色（透明から不透明まで）への遷移状態が、180度の角度で生起すると特徴付けできる。

- 21 -

4図においてより詳しく説明するように、可動部分を有しないような液晶セルとして構成することも可能である。実用的には、透明プロジェクタの場合のように、該基準パターンが、対物レンズ系8を介して該歯列10面に、投影されることになる。光源からの光束を、照明光光路と観察光光路とに分離するために、該光束行程内には、2孔形開口絞り板7と、ビームスプリッタ8とが準備され、これらの装置が、歯列10からの反射光を該照明光光路から分離させてその平行光路角度を規定し、その角度が、前記の立体三角測定法にとって、決定的な因子となる。固定された視野レンズを具備する延伸形プリズム9を介して、テレセンタ形的光路が形成される。画像センサ11は、各歯牙で散乱反射した光を受光し、この光を走査線形（ラインラスク）ビデオ信号に変換させるものである。該カメラの外部でない限り、コントローラ乃至マッチング回路網がプリント配線回路ボード12に取付けされる。このカメラ体は、1本の多芯ケーブル（導線）を介して、計算機（コンピュータ）

- 20 -

まず第1に、方形の輝度（光度）曲線を生成するこの基準パターンが、対物レンズを介して該歯列面に投射され、そしてそこに生じた画像が、再び該対物レンズ系を介してセンサ面にイメージ化した場合（第2図を参照せよ）、その遷移変化の鋭さ（シャープネス）に関して大幅な損失を生起することになる。この効果は、センサ受信時の光度曲線（光強度パターン）が、正弦波曲線（サインカーブ）形となるような結果をもたらすものである。画像センサ11に記録され変化したこの正弦波信号について、種々の撮像-サーチ工程段階を考察することにする。

基準パターンを形成するマスク4が固定されていると仮定した場合、センサ11は、第3a図に表されるような光強度値（輝度値）を検出することになる。その水平軸20は、該センサの1つの走査線の線分に対応し、該線分は、多数の画像点（ピクセル）より形成されている。各画像点Xについては、光強度値Hが検知され、これは、基本的に、当該歯面から反射された輝度に対応するも

- 22 -



特開昭63-23656(7)

のである。しかしながら、実用上は、一連の付加的影響作用が現出し、それらの作用効果は、その理論値(理想値)を変化させ、結果的に、その測定精度を低下させることになる。

この発明の方法を用いることにより、上記の如き測定誤差を検出し、類別しかつ除去することが、以下に示すように可能になった。

一般に、該画像点走査線に沿って得られた各輝度値を連結するならば、曲線22が得られることになる。この曲線は、多くの相違する因子によって変化する。第1に、網模様パターン(基準パターン)によって、正弦波状のカーブが生じることに留意するべきである。

既に公知(米国特許第5575805号)の如く、この正弦カーブ相とは、深度データの情報が含まれている。かかる深度情報の評価については、さらに以下に説明する。

ここで、まず第1に、非擾乱的なビデオ走査画像が生成したとすると、その変調の妨害は、該走査画像において、網模様パターンとして見える

— 23 —

方法で、空洞部が形成され、該空洞部には、公知の液体42が充填されている。

従来の技術に基づく他の構成要素は、前記の各ガラスシート側面に接着された偏光フィルタ43、44である。

近赤外領域で動作する前記光源の使用に関しては、前記の充填液体はもとより、該偏光フィルタも、該光源による波長に対して最適のものである。とくに、この装置の前記空洞部の両側面には、電極A、B、CおよびDが配設されている。

空洞部の左側面には、電極AおよびBが、交互に配置(AおよびBは、それぞれ相互に電気的に接続されている)される一方、その右側面には、電極CおよびDが、同様の形式で配設されている。この場合、左側および右側の各電極対は、第4図によって明らかなように、相互に、1/2の電極幅だけ、偏位するものである。

外部へのリード線部をもつ全てで4個の接点(ジャンクション)端には、方形波信号45あるいは46が印加されるが、この信号は、撮像シリーズに

— 25 —

ことになる。第3a図において、曲線22のピーク点をそれぞれに連接するエンベロープ(包絡線)23が図示されているが、この場合、この曲線22は、非擾乱的な光強度(輝度)カーブを示すことになる。

非障害サーチ画像の生成のために、被投影網状パターンを介し生じる変調を除去し、エンベロープ23のみが残存するようにすべきである。

この手順は、2種類の方法で可能となる。

即ち、1つの方法は、マスク4を光路から取外すことであり、これは、公表論文“試験管内実験レベルでの接着性陶材インレー適用テスト・ノート”(Schweiz Hschr, Zahnmed, 95 1118 1985年)中で、グリッドプレートの物理的な取外しとして行われたものである。

第4図に示す如く、マスクスクリーンとして液晶セルを使用した場合、エレクトロニクス技術的に、除去することになる。第4図は、該液晶セルの横断面を示すものである。

その2個のガラスシート40,41の間に、公知の

— 24 —

付随する角度増分90度の移相過程を生起させるものである。第4図の場合、電極Bの全ては、信号45によって励起され、電極A、CおよびDは、信号46を介して作動(励起)される。

これらの逆位相的に励起される電極が対向配置された状態で、該液晶が、発生電位差場内で整列し、その結果、偏光フィルタ43,44が結合して、光がブロックされることになる。空洞部内で黒点ドットで示した部分は、この作用効果を表示したものである。相互に対向配置した各電極の同等の励起により、該液晶は静止(休止)状態に止まる、即ち、その透過光が、減衰せずに通過することになる。このコントロール(Ansteuerung)の周期的変化(常に1組の電極グループが、残余の他の3個の電極群に対して逆相状態となる)により、該ネットパターンが、所望の形態で、機械的な運動を生起することなしに、シフトすることを可能にする。この解決法によって、該基準パターンの精密な空間的位相状態を保持することができる。さらに、このカメラ装置内に固定的に取付け可能

— 26 —

特開昭63-23656(B)

の該液晶セルにより、このカメラ全体を振動に対して不感状態に保つことができる。

また、サーチモードも、洗練された方法で算定される。同一の相状態の全ての電極が励起され、同一の電位差をもつ場合、該液晶素子は無定形状態（アモルフォス状態）となり、該露洞表面に、何らの被擾乱模様パターンも投影しない。

基準パターンを除去する第2の方法は、該パターンの“消去（ワイプアウト）”という処理法にある。画像センサ11を、積分器（インテグレータ）として作動させること、即ち、その入射光量子を、ある一定の時間（40ns）について積算し、その蓄積された電化を、転送指令信号によって読取りレジスタに転送する。

該模様パターンが、圧電素子5により該積算時間期間当り、該露洞表面の全ての部位点に同等の量の光が入射するように移動する時、該擾乱パターンは、消失（フェードアウト）する。

実用的には、該マスクスクリーンを、正弦波カーブ状に偏位運動させ、その振幅を、該基準パタ

- 27 -

画像の形成は、該画像センサ11内での障害（誤動作）ならびに、当該露洞および歯肉表面での散乱光反射現象を除去することを可能にする。

位置点25は、例えば、センサ11の“ブラインド”画像点（イメージスポット）の事例を図解説明するものである。半導体製造工程における限定的で狭い公差（許容範囲）要件ならびに汚染により、しばしば個々の素子（画像点）や素子群が、抑制不可能な程に高価となる事案がある。このような欠陥を有しないようなセンサ型は、一般に、きわめて高価なものである。

他方、位置点26は、当該露洞面あるいは歯肉面による非反射光輝点（反射）であり、この過剰輝光が、該センサを過励起（過動振）している。

これは、きわめて大きな障害となり得るために、サーチモード段階でこの問題に気づいた歯科医は、例えば、要消し処理によって解決することになる。この位置点は、局部的には、縮小することも可能であるが、その測定値を左右し、センサあるいは後述のアナログ／デジタル変換器の機能も充分で

- 29 -

ーン周期の $\sqrt{2}$ 倍とする方法が推奨できる。

このようにして生じた画像は、そのサーチモード（走査段）において、非擾乱ビデオモニター画像として利用する。

このモニター画像（サーチ画像）の生成について明らかになったところで、コントラスト画像と、付随する深度値（Z-軸）との生成に関して説明しなければならない。この点については、エンベロープ23と並んで第3a図に示される曲線24にも留意しなければならない。この部分は、漂游光（該露洞面から直接的に散乱反射したものではない）と、該センサの暗電流とか組合されたものである。こり好ましからざる光成分部分24は、それが、前記の計測のために何らの有用情報データをも含有しないところから、まず第1に、除去すべきものである。

上部エンベロープ23と、下部エンベロープ24との両曲線間の信号の相違は、それぞれのイメージスポットxに関して、被投影パターンのコントラスト因子となるものである。かかるコントラスト

- 28 -

はない。

次に、第3b図および第3c図を用いて、コントラスト画像の生成過程を介してこのような欠陥がいかなる方法で除去できたかについて説明しよう。

まず第1に、前記の撮像過程が、どのように進行するかを第3b図について追及する。第3a図に示す如く、輝点部分と暗色部分との位置が逆転するように基準パターンをシフトさせることが可能で、その偏位角度は180度で、 $1/2$ の周期に相当する。さらに、次の如き状態について示そう（その歯牙表面の同一部位は、同等の光度で照明されるものとする）。即ち、光度曲線27も、同時にその初期位置点から180度の角度でシフトするが、エンベロープ23および不良光成分部分24は、なお、無変化の状態にある。ブラインドセンサ素子および反射光点25, 26の各帯域もまた、基本的に不変の状態に残存する。従って、第3a図および第3b図で示される両者の信号の減算により、不良光成分部分24を完全に除去できる。位置

- 30 -

特開昭63-23656 (9)

点25,26の両者についての減算の場合、差分信号値ゼロを示す。

第3c図は、考察したセクションについて、メモリ装置中にのみ存在するように形成した誤差分信号28を示すものである。

この差信号曲線28は、原曲線22と類似のものであるが、その振幅は2倍の大きさを持ち、また、該差分信号は双極（2極）形であり、即ち、該零位線の周りに振動する。

前記の減算過程で得られた信号曲線28は、また、1個のエンベロープ対によっても規定できる。即ち、その正の領域について、該信号曲線は曲線29となり、その負領域内では曲線29と対称的に走通するところの曲線30となるものである。これらの曲線は、第3a図の場合の局所的輝度としてよりは、コントラストとして説明できる。

このコントラストは、最大照明光度（基準パターンは透光状態）時に各位置点に現出する輝度と、最小照明光度（基準パターンと不透明）時での各位置点の輝度との差として規定できる。

— 31 —

周波数の実部（実数部）および虚部（虚数部）と見做すことができる。

$$\theta = \arctan \frac{\text{Im}}{\text{Re}} \quad ; \quad \text{sign}(\text{Im})$$

（但し、Imは虚部、Reは実部）

の式による操作により、それぞれの画像点xに対する前記の2つの信号を介して形成される誤信号区対から、“位相（ベクトルの相）”を算出する。この“ベクトルの相”は、各画像点xの深度に対する1つの尺度である。

また、関数 $K = \sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2}$ を用い、かつ前記のものと同じ信号値対から、それぞれの画像点に対するコントラストをも、確定することも可能であり、それらのコントラストは、基本的に第3c図および第3d図に示すエンベロープ29に対応するものである。

このような意味の拡張と、コントラストの規定とにより、一般にそれぞれの画像点の評価、即ち、該算定深度値に関する精度判定基準について、—

— 33 —

ビデオサーチ画像の輝度信号は、かなりの部分について障害情報（漂游光や暗電流成分）を含有しているが、前記コントラスト信号は、深度測定のために重要な全てのデータを包含するものである。

ここで、さらに第3d図を用いて、該コントラストの測定や所要の深度計測が、第3c図および第3d図に示した状態から、結局、いかなる形式で推定されるという点について示さなければならない。

第3a図および第3b図に示した状態と類似の方式で、それぞれ90度および270度の角度位置状態について記録し、また、その両者を互いに減算した場合、該差分信号について、第3d図に示す如き曲線が生成することになる。

双極（複極）信号31は、各エンベロープ29および30によって包囲された状態にあり、またこの信号は、差分信号28曲線に対して90度の位相差を有している。これら2つの信号は、一般に、米国特許第4575805号に記載の如く、複素局在

— 32 —

定の論議を得ることができる。

さらに、このコントラスト測定により、解析時における損傷（画像の汚染）なしに、判定のために不可欠とされ、かつ微妙で必要とされる詳細データ（細部）を表示し得ることになる。

評価に関しては、この装置システムが量子化（計量化）されたデータに基づいて、作動する以上、コントラスト強度の低減に伴い、その量子化度が常に粗くなり、その算出深度がより劣悪な解析度で決定されるようになることは、明白である。他方、全ての暗色領域（コントラストに乏しい）に、明色領域が隣接するところから、暗色ドメイン領域における補間処理により、該データを統計的に改良することができる。

そのコントラスト情報に誤りのある場合、全ての深度値を、同等の重み付けで考慮したと仮定すると、前述の如きデータの改良は、実現不可能である。この評価法（重み付け）は、各ブラインド素子および反照因子によって説明すべき前述の障害（擾乱）作用の考察を可能とするものである。

— 34 —

特開昭63-23656(10)

これまで述べてきたように、両者の信号についての減算は、その実数部28のみならず、その虚数部分31についてもゼロとなった。

これらの位置点についての解析によっては、明らかに何らの有意な結果も示されなかった。

しかしながら、前記の評価方法により、この状態をエレガントな方式で算定し得る—この場合、コントラストはゼロに等しい—という新たな可能性がある。

最も簡単な実行法としては、しきい値識別という方法が指摘される。

規定のコントラスト値を上回ることのない全ての位置点は、“アウトライヤー（管理外れ）”と見做され、その処理過程から除かれることになる。この簡単な示例は、深度およびコントラストの組合せ測定の効果を示すものである。

第5図においては、第3図のステップの実施に必要なメモリおよび演算装置が図示されている。この図においては、簡略化のために、外部信号回路および制御線は省略してある。これは、メモ

— 35 —

してメモリバンク“A”54中に書込まれることになる。

前記のアドレス・ジェネレータは、水平（行）—および垂直（列）—アドレス信号を発生するのであり、これらの行—および列—信号は、それぞれの対応する記憶場所を選択的に定めるものである。画像センサ50もまた、類似の信号群によってアドレス指定される。同時に、同期信号62が発生して、モニタースクリーン56に伝達される。

該メモリ装置で読出された信号は、デジタル・アナログ（D/A）変換器63を介してモニタースクリーン56に転送され、これにより、該メモリ“A”の連続的なディスプレイが行われることになる。

これらのメモリバンクに、データ処理装置によって書出し得るような“オーバーレイ”面が付加される場合、該サーチモード画像面に、任意のマーク（十字線やmm単位スケールなど）をスーパーインポーズすることができる。

前記の純粋に幾何学的なマーカーの他に、以前

— 37 —

リバンク“A”および“B”の各点について該処理装置（中央演算処理装置）のアクセスに役立つものである。

ここに線図的に示した装置システムは、次のような各動作状態、即ち、サーチモード、輝度画像（“A”あるいは“B”）の記録、同時的な差異信号形成（“A”または“B”）による記録、ならびに深度およびコントラストの獲得のための交換モード等の動作モードを示すものである。

該サーチモード（定査乃至探査一段）において—該基準パターンユニット（マスクシールド）は、同期運動するか、あるいは、ターンオフされる—、画像センサ50から出た輝度信号は、アナログ/デジタル変換器51を介して加算器52に転送される。該加算器の第2の入力端は、マルチプレクサ53の出力端に結合し、このサーチモード動作期間中、該マルチプレクサの選定する入力は、その接点記号によって示されるようにゼロされる。かくして得られた不変的な信号は、制御—書込み—論理装置60およびアドレス・ジェネレータ61を介

— 36 —

の記録撮影において計測しておいた麟歯の形状を、重ね合わせしておくことも可能である。故に、空間的（三次元的）かつ相互に離散的な逐次記録データの配列が可能となる。例えば、歯科医は、第1の当該麟歯残根の記録（画像）と、ワックスを用いてモデリングした咬合部位（咬合面）の第2の記録との組合せ配列パターンに、歯冠（クラウン）を適合させることができる。同様に、撮像フレーム内に適合しないような多数の支持部材からなる構造物を、多くの部材の適正配置構成を得るために、プロットすることも可能である。

サーチモード画像のかかる調整により、多大のコストを要しかつ丸め誤差（切捨て誤差）を招来する如き逐次算定—座標変換の手順が不要となる。

さて、歯科医がその実際の立体像像を開始した場合、以下の動作工程が生起する。即ち、その基準パターン・マスク・スクリーンが、第1の位相角位置0度にセットされる。1個の画像ショットの間に、前記のアナログ・デジタル変換器が、光強度データ（第3a図の曲線22）を送給する。こ

— 38 —

特開昭63-23656 (11)

のデータは、サーチモードの場合のように、直接的にメモリバンク“A”に書き込まれる。

次の撮像期間（I/Vフレーム期間）中に、前記のグリッド・スクリーン（マスク・スクリーン）がその角度位置90度までシフトし、それに応じて90度シフトした光強度値データが、メモリバンク“B”に書き込まれる。該マルチプレクサは、この間、常に出力がゼロの状態である。

第3のTVフレーム時には、そのフィードバックループが開放し、それによりメモリバンク“A”からの反転出力が、該加算器の第2の入力端に印加する。このようにして、この180度～0度の差分信号が、メモリバンク“A”に直接的に書き込まれることになる。

このプロセスは、読取り－変更－書き込み・動作として公知のものである。

最後に、該グリッドスクリーン（マスク・スクリーン）が、270度の角度位置に到達すると、その270度～90度の差分信号が、メモリバンク“B”に書き込まれることになる。

- 39 -

$$K = \sqrt{Re^2 + Im^2}$$

が、作表形式で固定記憶されることになる。

前記アドレス・ジェネレータは、メモリバンク“A”の1個のイメージポイントと、バンク“B”の1個のポイントを交互に読出し、このため該ROMメモリー作表ユニット57,58の入力端には、一対の複素数信号が生じることになる。

バンク“A”の次のイメージポイントの読出しの場合、作表ユニット（ROMメモリー）58の出力端に、コントラスト信号が生じ、該信号は、そのアクセス時に、直前に読取された記憶セルに、書き込まれる。

メモリバンク“B”からのイメージポイントの読出しの場合、マルチプレクサ53について、バンク“B”メモリアルに、該深度（位相）データが再書き込まれるように配座する。

この変換が、中央演算処理装置を介することなく、該記憶装置内で直接的に実施されるところから、約100ミリ秒（msec）後に、該記憶装置内にコントラスト画像信号が生成し、それにより瞬間

- 41 -

この一連の撮像記録工程が終了した時、該光源、センサおよびアナログ・デジタル変換器が、ターンオフする。ここでメモリバンク“A”には、位相角0度および180度に対する差分信号28（第3c図）が存在し、メモリバンク“B”中には、位相角90度および270度の差分信号31（第3d図）が存在することになり、これらの信号は、前述の如く、複素数の虚数部Imおよび実数部Reとして理解されるものである。

ここにおいて、これらのデータを、コントラストデータKおよび深度データKとに変換する。

この変換期間の間に、被審積（記録）複素数成分対ImおよびReのそれぞれのイメージポイント（画素）域には、新たなデータ対K、 $\theta$ が形成される。読取り専用記憶装置（ROMメモリー）57および58内には、それに対応する関数、即ち、

$$\theta = \arctan \frac{Im}{Re} \quad / : \text{sign}(Im)$$

- 40 -

的に、モニター56にディスプレイされることになる。

かくして、該コントラスト画像は、嵌入修復物形状の形成に当り、前述の如き方法で、静止画像として該歯科医に自由に使用できるものとなる。

これに伴い、深度データも記憶されるが、該データは、該演算装置が嵌入修復物の立体形状を決定し、かつ前記の研削加工機を制御することを可能にするものである。

この発明に基づく上記の諸工程に従い、それ自体複合的な窩洞の撮影（記録）－および計測システムを、嵌入修復物形成の実用的目的に適合するように完成することを可能とした。

とくに、このようなディスプレイ方式は、嵌入修復物の構成（形成）のために、またその判定について、歯科医がそれを従来の歯科治療法上、いかに認識し解釈するべきかの基本データを、該歯科医に呈示するものである。

この実用的なディスプレイ方式は、本発明の工程手順を介して過大な演算費用を伴うことなしに、

- 42 -

特開昭63-23656(12)

その計測工程と直接的に組合せることが可能である。

その低少な演算コストは、歯科医のみならず該患者に対しても、障害となる中断を生じることなしに、実時間条件下でのオペレーション・プロセスを可能とする。サーチモード（定査段）に連携し、かつ該窩洞の判定評価に基づき、その生成コントラスト画像を利用して、短時間の間に、その手動的な形態補正による該嵌入修復物の構成（形成）を実施することが可能になる。

この計算機適用画像処理法は、該コントラストにより、被記録深度データを計量できるところから、そのコントラストデータ情報をも同時に解析し得るものである。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明に従う窩洞の撮像記録およびそのディスプレイの各動作工程を示す工程系統図、

第2図は、撮影カメラの基本的な各構成要素を示す線図、

第3a図は、第1の三次元画像データ撮影工程

段階期間における画像センサラインの一部区間に沿って記録された輝度（光強度）曲線を示すオシログラム、

第3b図は、基準パターン・グリッドスクリーンを、180度シフトさせた後の前記区間の前記曲線の変化を示すオシログラム、

第3c図は、それぞれに相補的な位相角位置をもつ前記の2種のオシログラムの差異を示す図、

第3d図は、それぞれに90度および270度の位相角位置とした基準パターン・グリッドスクリーンの場合の前記一部区間の該曲線に関する差異を示す図、

第4図は、基準パターン・スクリーンを種々相違する位相角位置とするのに、とくに適合したその特有成分要素であるコントロール（ドライブ）信号と共に示した液晶セル素子の断面図、

第5図は、撮影（記録）した部分画像データの迅速な交換（変形）を可能とする回路と、細部を明示した該交換に利用する固定記録装置とを示すブロック略線図である。

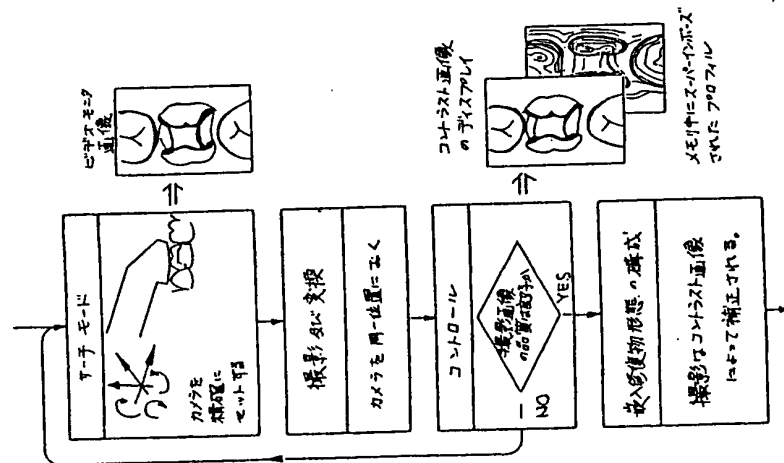


Fig. 1.

特開昭63-23656(13)

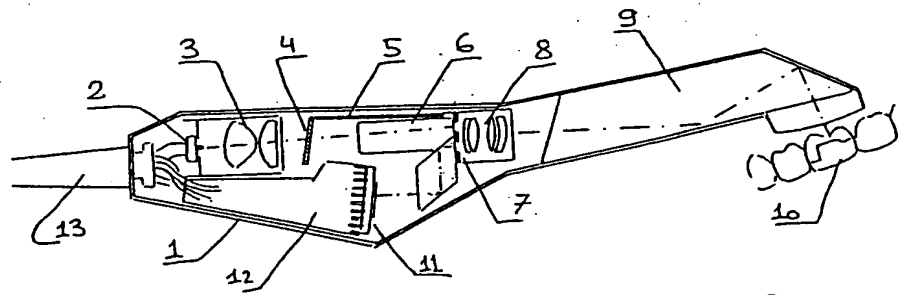


Fig. 2

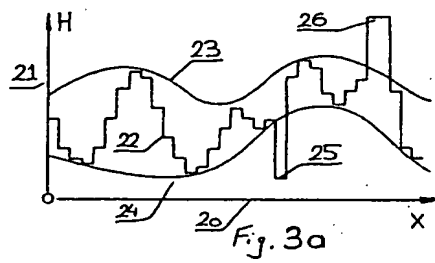


Fig. 3a

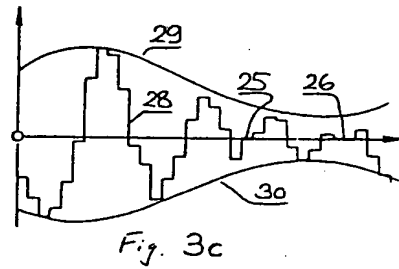


Fig. 3c

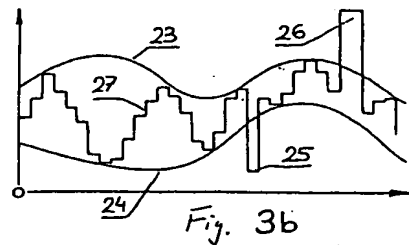


Fig. 3b

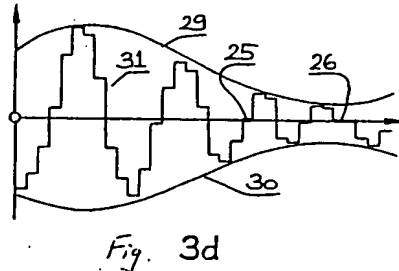


Fig. 3d

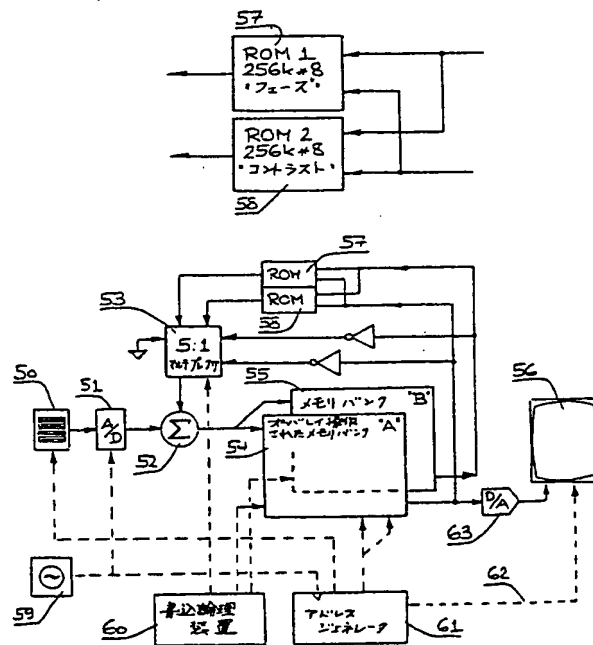


Fig. 5



特開昭63-23656 (15)

## 手続補正書 (自発)

昭和62年 8月18日

特許庁長官 小 川 邦 夫 殿

## 1. 事件の表示

昭和62年 特許第 158771号

## 2. 発明の名称

高調の三次元的形態の決定とディスプレイのための方法と装置

## 3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 スイス国、8702 ソリコン、

ガルデンシュトラッセ 10番地

氏名 マルコ ブランデステューニ

国籍 スイス国 (ほか1名)

## 4. 代理人

〒163 東京都新宿区西新宿1丁目25番1号

新宿センタービル42階私書箱第4131号

弁理士(6356) 小 川 邦 夫 氏

電話東京(342) 4858番 (代表) (ほか1名)

## 5. 補正の対象

(1) 願書の「5. 代理人」の欄の住所

(2) 明細書の特許請求の範囲の欄

## 6. 補正の内容

(1) 願書を前掲訂正書の通り補正する。

(2) 明細書の特許請求の範囲の欄を別紙の通り補正する。

## 載の方法。

(3) 前記の撮影を、その好適な撮影位置を選定し、記憶済みの各画像データを介して三次元的に位置調整するために、該ビデオモニタリング画像面に、該カメラの付設マーキング頭がスーパーインポーズされることを特徴とする前記各特許請求の範囲のいずれか1項に記載の方法。

(4) 前記の静止画像を、電子的プロットティング手段を用い、該嵌入修復物形態の形成のためのプロットティング面として利用し、この場合、該修復物の形態が、該静止画像の各画像点を、対応する各深度値と照合することにより、三次元的形態データとして得られることを特徴とする前記各特許請求の範囲のいずれか1項に記載の方法。

(5) 前記の深度値は、後続の処理工程時に、それぞれに付随するコントラスト値データによって評価(ウェイトイング)されることを特徴とする前記各特許請求の範囲のいずれか1項に記載の方法。

(6) 被投影基準パターンに基づいて、該顕微鏡

(別紙)

## 2. 特許請求の範囲

(1) 任意の嵌入修復物の作製に役立つ三次元的データの獲得のためのカメラを用いて、歯牙または高調ならびに直接隣接部位を三次元的に撮影しかつディスプレイする工程において、該カメラの好適な撮影位置を設定するために、ビデオモニタリング画像を生成させることと、また該モニタリング画像に対応する部位に、一定の解放指令信号を介して静止画像を生成させ、その場合、それぞれの画像点について該静止画像に対応するコントラストおよび被写体深度値データを決定し、かつ後の画像処理段のために記憶させることを特徴とする三次元的撮影ならびにディスプレイのための方法。

(2) 高調の島形成的なディスプレイイメージを発生せしめるために、前記の各画像点に関するコントラスト値データを静止画像としてイメージ構成することを特徴とする特許請求の範囲第1項記

- 1 -

調の三次元的計測が可能であるような方法において、カメラ(1~13)によるビデオモニタリング画像を、該基準パターンを使用せずにモニタスクリーン(56)面に、ディスプレイし得るよう記録するための装置(4, 5, 40~44)と、該被ディスプレイビデオ画像に対応しかつそれぞれの所定イメージポイントに対応する各深度値を測定した記憶するための回路(50~63)とを特徴とする前記の各特許請求の範囲のいずれか1項に記載の方法の実施のための装置。

(7) 解放指令信号を介して、前記のビデオモニタリング画像に対し合同的かつ不変的なコントラスト画像を、生成しかつ記憶することが可能であり、また該モニタスクリーン(56)面にディスプレイ可能とするような演算装置(52~55, 57, 58)を特徴とする特許請求の範囲第6項に記載の装置。

(8) 多数の経時的記録情報から成るコントラスト画像を、散乱光や他の妨害因子を除去するために、基準パターンのシフトにより生成せしめることが可能で、かつその場合、該コントラスト画像

- 3 -

- 2 -

特開昭63-23656(16)

が、深度値データより形成される三次元的影像と合同となるように、該演算装置(52~55, 57, 58)が構成されることを特徴とする特許請求の範囲第7項に記載の装置。

(9) 前記演算装置が2つのメモリバンク(54, 55)を保持し、それらの記憶場所(メモリロケーション)がそれぞれに1つのイメージポイントに対応し、その場合、前記メモリバンクの一方に前記コントラスト画像を記憶せしめ、該バンクの他方に個々の深度値データを記憶せしめ得ることを特徴とする特許請求の範囲第7項および8項のいずれか1項に記載の装置。

(10) カメラの付設マーカあるいは境界線の手動的な入力および記憶(記録)のための手段が配設され、これにより該マーカまたは境界線が該モニタリング画像面にスーパーインポーズされることを特徴とする特許請求の範囲第9項に記載の装置。

(11) 被撮影高洞に対する光一乃至陰影一基準パターンの生成のために前記カメラの光路内に嵌挿した光学装置(2~5, 40~44)と、画像センサ

(11)面に該被撮影高洞画像を表示するための光学装置(7~9, 11)とを具備する装置システムにおいて、該センサ(11)を利用し、かつ一定の解放指令信号を介し、前記基準パターンのそれぞれに三次元的に相異なる角度位置について、輝度パターンを検出可能であり、また、それぞれの輝度パターンを、メモリバンク(54, 55)内に記憶可能であって、その場合、それらの被記憶輝度値から、各回路(50~63)を利用する変換過程により、それぞれのイメージポイントに関して一対の算定値を導出可能であり、そしてその算定値の一方が、基準メモリバンクに関する該イメージポイントの間隔距離(Z)情報を包含し、かつ該算定値の他方が、局在的なコントラスト振幅情報を含有することを特徴とする特許請求の範囲第9項または第10項に記載の装置。

(12) 前記光路内に移動自在に配設した1つのマスク(シールド)を用いて生成せしめ得る前記の光一乃至陰影一基準パターンにおいて、該ビデオ・モニタ画像の生成のために、該マスク(4)を、

- 4 -

- 5 -

画像撮影周波数と同期的に移動自在とし、その結果、積分処理により該基準パターンが消失することを特徴とする前記第6項より第11項にわたる各特許請求の範囲の中のいずれか1項に記載の装置。

(13) 前記の光一乃至陰影一基準パターンを、液晶セル(40~44)を介して発生させることが可能であり、かつ該ビデオモニタリング画像の生成期間中、該セルが透光性状態で接続されることを特徴とする前記第6項より第11項にわたる各特許請求の範囲の中のいずれか1項に記載の装置。

(14) 液晶セルによって生成される前記基準パターンにおいて、該液晶セル(40~44)が、一定の電極パターンを有し、これにより、その期間区分毎に、前記の光一乃至陰影一基準パターンが、シフトし得ることを特徴とする特許請求の範囲第11項または第13項に記載の装置。

- 6 -

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**